

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-165824

(43)Date of publication of application : 11.06.2002

(51)Int.Cl.

A61F 9/007
A61B 18/20
// B23K 26/06

(21)Application number : 2000-372935

(71)Applicant : NIDEK CO LTD

(22)Date of filing : 04.12.2000

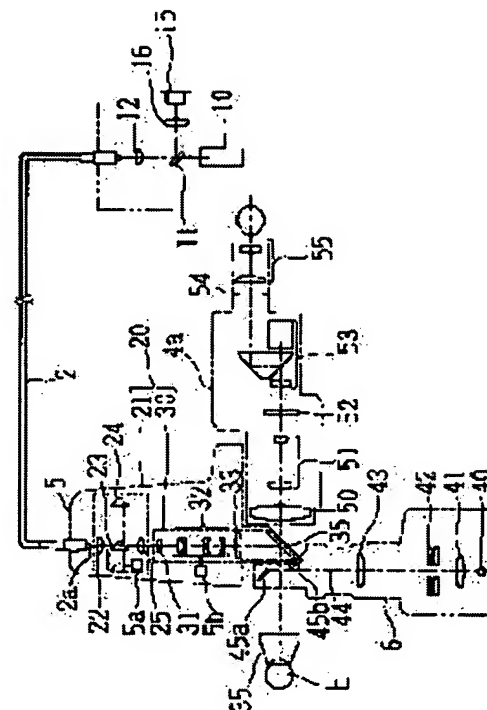
(72)Inventor : KAWAI NAHO

(54) LASER TREATMENT EQUIPMENT

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a laser treatment equipment capable of obtaining a more uniform solidification state on the solidification surface of the eyeground of patient's eye.

SOLUTION: In this laser treatment device provided with a light guiding optical system for guiding a laser beam from a laser beam source to the eyeground of patient's eye, the light guiding optical system is provided with a homogenizer optical system for almost uniformizing the energy distribution of the laser beam, a relay optical system provided with a lens for relaying the emission end face image of the homogenizer optical system onto the eyeground and a distortion generation optical system arranged between the relay optical system and the homogenizer optical system for generating negative distortion aberration in the emission end face image formed on the eyeground.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the
examiner's decision of rejection or application
converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

BEST AVAILABLE COPY

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[The technical field to which invention belongs] This invention irradiates a laser beam at the affected part, and relates to the laser therapeutic device which treats by performing the photocoagulation.

[0002]

[Description of the Prior Art] There are a defocusing type which carries out laser radiation, without carrying out image formation of the outgoing radiation end-face image of the optical fiber which carries out the light guide of the laser beam from a laser light source in respect of the exposure on eyegrounds (target), and a par focal type of the laser therapeutic devices which perform the photocoagulation to which image formation of the outgoing radiation end-face image is carried out on a target. When the intensity distribution of the outgoing radiation end face of an optical fiber are uniform, since the intensity distribution of an exposure side also become homogeneity, the par focal type is made better than a defocusing type with the powerful intensity distribution in a center.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, even if the par focal type had the uniform intensity distribution in respect of an exposure, the tissue reaction was not uniform, and since there was orientation which heat concentrates on a center section and it can begin to burn from a center section, it had the problem that it did not become in spots [uniform / coagulation]. Especially this appears notably, when the diameter of a spot of laser radiation is enlarged.

[0004] This invention makes it a technical technical problem to offer the laser therapeutic device which can acquire a more uniform coagulation condition (coagulation spots) in a coagulation side in view of the problem of the above-mentioned conventional technology.

[0005]

[Means for Solving the Problem] In order to solve the above-mentioned technical problem, it is characterized by equipping this invention with the following configurations.

[0006] In a laser therapeutic device equipped with light guide optical system which carries out the light guide of the laser beam from a laser light source to patient eye eyegrounds (1) Said light guide optical system Homogenizer optical system which carries out abbreviation equalization of the energy distribution of a laser beam, and relay optical system with a lens which relays an outgoing radiation end-face image of this homogenizer optical system on eyegrounds, It is arranged between this relay optical system and said homogenizer optical system, and is characterized by having distortion generating optical system which makes an outgoing radiation end-face image which carries out image formation on eyegrounds generate negative distortion aberration.

[0007] (2) Homogenizer optical system of (1) is characterized by being the optical fiber which carries out the light guide of the laser beam from said laser light source.

[0008] (3) It has 2 short focal distance lens. the [by which said distortion generating optical system is arranged sequentially from said homogenizer optical-system side in a laser therapeutic device of (1)] -- the [1 short focal distance lens and] -- the [said] -- a focal distance of 1 short focal distance lens -- the [F1 and / said] -- a time of setting a focal distance of 2 short focal distance lens to F2 -- the [said] -- the [from 1 short focal distance lens / said] -- it is characterized by making distance of 2 short focal distance lens longer than F1+F2.

[0009] (4) a laser therapeutic device of (3) -- setting -- the [said] -- the [from 1 short focal distance lens / said] -- distance of 2 short focal distance lens is characterized by being set up so that a rate of negative distortion generating may serve as a value which carries out expected.

[0010] (5) a laser therapeutic device of (3) -- setting -- the [said] -- the [1 short focal distance lens and] -- between 2 short focal distance lenses -- the [said] -- the [1 short focal distance lens and] -- it is characterized by what an optical-path-length adjustable means made adjustable has stationed the optical path length with 2 short focal distance

lens for.

[0011] (6) an optical-path-length adjustable means of (5) -- the [said] -- the [1 short focal distance lens and] -- with a beam reflective member arranged out of an optical path between 2 short focal distance lenses the -- a beam reflected by said beam reflective member after bending a beam which passed 1 short focal distance lens -- again -- the -- with a beam bending member led to 2 short focal distance lens this beam bending member -- the [said] -- the [1 short focal distance lens and] -- it is characterized by having an insertion-and-detachment means to insert to an optical path between 2 short focal distance lenses.

[0012] (7) In a laser therapeutic device of (5), it is characterized by having equipped said relay optical system with a variable power optical department which makes an image formation scale factor on eyegrounds change, and considering said optical-path-length adjustable means as a configuration which carries out adjustable [of the optical path length] according to modification of an image formation scale factor by said variable power optical department.

[0013]

[Embodiment of the Invention] The gestalt of operation of this invention is explained based on a drawing. Drawing 1 is drawing having shown the external view of the laser therapeutic device which performs the photocoagulation of a patient eye.

[0014] 1 is a main part of equipment and the optical system which carries out incidence of the light source, the aiming light, and the laser beam for a therapy which are used for the laser light source and aiming light for the therapy used for the photocoagulation to an optical fiber 2 is contained.

[0015] 3 is the control section which performs a required setup of laser radiation conditions, such as a laser output and irradiation time, or equipment. 4 is slit lamp delivery which irradiates a laser beam at the affected part of a patient eye, observing a patient eye, and is equipped with microscope section 4 of laser radiation section [which irradiates the laser beam by which the light guide was carried out to the optical fiber 2] 5, lighting section [which carries out slit lighting of the patient eye] 6, and both eyes a. 7 is a foot switch which sends out the trigger signal of laser radiation.

[0016] Diameter accommodation knob of spot 5b for changing the path of the spot image (outgoing radiation end-face image of an optical fiber) of the laser beam which carries out image formation is prepared insertion-and-detachment knob 5a for making the laser radiation section 5 insert [prism / which is installed in the interior / 23 (refer to drawing 2) / 1st] from an optical path, and on patient eye eyegrounds. By using diameter accommodation knob of spot 5b, the diameter of a spot of a laser beam is changeable from 50 micrometers to 500 micrometers.

[0017] Drawing 2 is drawing explaining the optical system of this equipment. It is condensed by the incidence end face of a fiber 2 with a condenser lens 12, and incidence of the laser beam from a laser light source 10 is carried out into a fiber 2. A dichroic mirror 11 is arranged between a condenser lens 12 and a laser light source 10, and after the visible laser beam by which outgoing radiation was carried out from the light source 15 for aiming minds a collimator lens 16, it is made into a laser beam and the same axle from a laser light source 10 with a dichroic mirror 11. The laser light source 10 for a therapy used with this gestalt is Nd:YAG which oscillates a 1064nm fundamental wave. What obtains from laser the green light which is the 2 double wave (532nm linearly polarized light) is used. Moreover, the semiconductor laser which emits 630nm red light is used for the light source 15 for aiming.

[0018] The laser beam from a laser light source 10 is led to the laser radiation section 5 with an optical fiber 2. Abbreviation equalization of the energy distribution of the laser beam by which outgoing radiation is carried out from outgoing radiation end-face 2a of an optical fiber 2 is carried out by using an optical fiber 2. The laser radiation section 5 interior is equipped with the exposure optical system 20 for carrying out the light guide of the laser beam by which outgoing radiation is carried out from an optical fiber 2 to targets (eyegrounds of the patient eye E etc.). The exposure optical system 20 consists of distortion generating optical system 21 which generates distortion negative in the image formation location of the outgoing radiation end face of an optical fiber 2, and relay optical system 30 which spreads the distortion generating optical system 21 or the laser beam from an optical fiber 2 to a target.

[0019] the distortion generating optical system 21 -- the -- the [1 short focal distance lens 22, the 1st prism 23, the 2nd prism 24, and] -- it has 2 short focal distance lens 25. the 1st prism 23 -- the device of a rack & pinion -- insertion-and-detachment knob 5a -- specified quantity **** -- it is the device moves in the direction of an arrow head by things, and an optical path inserts [device]. the laser beam which carried out outgoing radiation from outgoing radiation end-face 2a of the optical fiber 2 with a circular end face when the 1st prism 23 was inserted in the optical path -- the -- if 1 short focal distance lens 22 is passed, the optical path will be bent by the 1st prism 23, and it will face to the 1st prism 23 after ** turned up by the 2nd prism 24. the laser beam bends the optical path again by the 1st prism 23 -- having -- the -- 2 short focal distance lens 25 is passed.

[0020] using the 1st prism 23 and the 2nd prism 24 in this way with the gestalt of this operation -- space-saving -- the - the [1 short focal distance lens 22 and] -- although it enables it to secure the optical path length between 2 short focal distance lenses 25, it does not restrict to this and two or more required optical path lengths can be obtained using

a reflective mirror etc.

[0021] By equipping the relay optical system 30 with the movable mirror 34 for changing a relay lens 31, the zoom lens group 32, an objective lens 33, and the direction of outgoing radiation of a laser beam, by using diameter accommodation knob of spot 5b, the zoom lens group 32 moves in the direction of an optical axis, and changes the image formation scale factor of a laser beam. A laser beam is irradiated by the eyegrounds of the patient eye E through a contact lens 35.

[0022] The source 40 of the illumination light is arranged at the lighting section 6, it is reflected by the division mirrors 45a and 45b, and the illumination light from the source 40 of the illumination light illuminates the patient eye E, after minding a condenser lens 41, a slit 42, and the projection lens 43. 44 is a correcting lens which amends the optical path length of the illumination light reflected by the division mirror. Moreover, binocular microscope section 4a is equipped with an objective lens 50, the variable power optical system 51, the protection filter 52, the erecting prism group 53, a field diaphragm 54, and an ocular 55.

[0023] Next, negative distortion generating by the distortion generating optical system 21 is explained using drawing 3. In addition, in drawing 3, it was shown in a straight line without the expedient top of explanation, and prism 23 and 24, and outgoing radiation end-face 2a of a fiber was made into the rectangle configuration.

[0024] the image formation location (from infinite distance to the condensing location [The] when passing 1 short focal distance lens 22) of the far field pattern of the laser beam by which outgoing radiation is carried out from outgoing radiation end-face 2a as shown in drawing 3 (a) and (b) -- the -- it is made by the location F1 of the focal distance f1 with 1 short focal distance lens 22. and the pattern in the image formation location of the near-field of outgoing radiation end-face 2a -- the -- it is made by the image formation location F2 of 2 short focal distance lens 25. the -- the distance from 1 short focal distance lens 22 to F1 -- the [L1 and F1 to] -- distance to 2 short focal distance lens 25 is set to L2.

[0025] The distance to 2 short focal distance lens 25 is short. here -- drawing 3 (a) -- like -- the -- the [from 1 short focal distance lens 22] -- the -- the [the focal distance f1 of 1 short focal distance lens 22, and] -- when equal to the sum of the focal distance f2 of 2 short focal distance lens 25, negative distortion is not generated to the pattern of the image made by the image formation location F2 (at namely, the time of $L1+L2=f1+f2$), but an image formation condition serves as the configuration P of outgoing radiation end-face 2a.

[0026] on the other hand -- drawing 3 (b) -- like -- the [from a location F1] -- if distance L2 to 2 short focal distance lens 25 is made longer than a focal distance f2 (namely, -- if it is made $L1+L2>f1+f2$) -- the -- negative distortion like configuration P' occurs to the pattern of the image made by the image formation location F2 with 2 short focal distance lens 25.

[0027] Distortion aberration is a defect which makes the form of the whole image distorted from the first, and, in negative distortion, actual image quantity becomes small rather than ideal image quantity. For this reason, the energy intensity distribution of the near-field image (pattern) in the image formation location F2 which negative distortion produced turn into distribution which serves as concave in the center section and has a peak on the outskirts. In this invention, the property of this distortion aberration is used and image formation of the near-field image which negative distortion produced is carried out on the target of an eye organization. Thereby, concentration of the heat to a center section is suppressed and it becomes possible to acquire a uniform coagulation operation in the exposure side whole region.

[0028] the [in addition, / from the image formation location F1] -- the distance L2 to 2 short focal distance lens 25 is set up according to the generating rate of negative distortion so that a uniform coagulation operation may be acquired on a target. this gestalt -- the -- the [1 short focal distance lens 22 and] -- when the focal distance of 2 short focal distance lens 25 is made the same and the diameter of a spot is set to 500 micrometers, he is trying to lengthen the optical path length long enough by using the 1st prism 23 and the 2nd prism 24 so that the generating rate of the negative distortion generated in respect of a target may become about 10% Moreover, although the circumference of an image will fade on a target if negative distortion is generated, magnitude of a coagulation group is mostly made to the magnitude as the setting of the diameter of a spot by making the generating rate of negative distortion about 10%.

[0029] Next, the actuation is explained in equipment equipped with the above configurations.

[0030] A way person observes the eyegrounds illuminated by the illumination light from the lighting section 6 through microscope section 4a. Observing the aiming light irradiated by eyegrounds, diameter accommodation knob of spot 5b is used, and a way person sets up the diameter of a spot for which it asks. When you make the diameter of a spot into comparatively big size (200-500 micrometers) here and you perform the photocoagulation, suppose that the 1st prism 23 has been inserted in an optical path. Moreover, a way person sets up irradiation time, an output, exposure gap time amount, etc. with the various switches of the control section 3 in order to make laser beam exposure conditions determine. According to the condition of a patient's affected part etc., these setups are determined based on experience

of a way person.

[0031] Next, the joy stick formed in the way person side and a manipulator without illustration are operated, and alignment to the affected part is performed. A way person performs laser radiation using a foot switch 7, after doubling with the image formation location of the near field pattern used as par FOKARU so that aiming light may become the smallest on eyegrounds namely. The laser beam from a laser light source 10 is led to the laser radiation section 5 with an optical fiber 2, distortion negative in a target side is brought about according to the distortion generating optical system 21, and the light guide of the laser beam which passed through the distortion generating optical system 21 is carried out by the relay optical system 30 to target side patient eye eyegrounds.

[0032] Drawing 4 (a) calculates the energy intensity distribution on the target when making the 1st prism 23 insert into an optical path, and generating negative distortion. here -- the -- the [from 1 single focal distance lens] -- 200mm and the diameter of a spot of a laser beam are set to 500 micrometers for the distance between the optical paths to 2 single focal distance lens. Moreover, a horizontal axis shows the magnitude of the diameter of a spot, and the axis of ordinate shows the reinforcement of energy.

[0033] When negative distortion is generated and a laser beam is irradiated so that it may illustrate, the reinforcement of the center section of the exposure side is low, and is in the condition that surrounding reinforcement is high. For this reason, in the photocoagulation which carries out a laser beam exposure on eyegrounds, heat cannot gather in a center section easily, orientation, such as beginning to be burned from a center section, is suppressed, and it becomes easy to form the coagulation side of a uniform burning condition.

[0034] moreover -- the case where make energy intensity on a target into abbreviation homogeneity as usual, and laser radiation is carried out -- insertion-and-detachment knob 5a -- using it -- the 1st prism 23 -- from an optical path -- removing -- the -- the [1 short focal distance lens 22 and] -- outgoing radiation of the laser beam is carried out in the condition of having considered as the optical path length in whom negative distortion does not generate the optical path length between 2 short focal distance lenses 25. For example, in treating by opening a hole in the iris etc. using the diameter of a spot small at the time of a glaucoma therapy, energy intensity is made into abbreviation homogeneity as usual, and it carries out laser radiation.

[0035] Drawing 4 (b) shows the intensity distribution on the outgoing radiation side of the laser beam when removing the 1st prism 23 from an optical path (the diameter of a spot could be 50 micrometers). Since intensity distribution will be in a uniform condition as shown in this drawing, homogeneity can be made to condense a laser beam and a hole can be efficiently opened in the iris.

[0036] Moreover, by removing the 1st prism 23 from an optical path using insertion-and-detachment knob 5a, even if it is the case that the diameter of a spot is large, as shown in drawing 4 (c), a laser beam with the uniform reinforcement of an outgoing radiation side can also be obtained (the diameter of a spot is 500 micrometers).

[0037] Although negative distortion is generated and it was made for the diameter of a spot not to generate negative distortion with the gestalt of the above operation at the time of less than 200 micrometers when the diameter of a spot was 200-500 micrometers, it may not restrict to this and the diameter of a spot may generate at least less than 200 micrometers of negative distortion. Moreover, the formation condition of negative distortion can also be changed according to the magnitude of the diameter of a spot.

[0038] Drawing 5 is drawing having shown the outline of the optical system for changing the formation condition of negative distortion according to the magnitude of the diameter of a spot. The gestalt of operation which is shown all over drawing and which was mentioned above and the thing of a same sign have this function.

[0039] As shown in drawing, when changing the magnitude of the diameter of a spot of the laser beam by the zoom lens group 13 using diameter accommodation knob of spot 5b, it considers as a device which the 2nd prism 24 moves in the direction of an arrow head according to the variation of this zoom lens group 13. For example, the actuation signal of diameter accommodation knob of spot 5b is inputted into the migration device 60 which consists of motors etc., and the migration device 60 moves the 2nd prism 24 according to the output of the actuation signal. The migration location of the 2nd prism 24 is beforehand determined according to the diameter of a spot set up. The configuration mechanically performed according to actuation of diameter accommodation knob of spot 5b in a rack & pinion may be used for migration of the 2nd prism 24.

[0040] in order that the diameter of a spot of a laser beam may change and the 2nd prism 24 of prism may move according to the variation of this diameter of a spot by using diameter accommodation knob of spot 5b by considering as such a device -- the -- the [1 short focal distance lens 22 and] -- the optical path length between 2 short focal distance lenses 25 changes. Consequently, it becomes possible to form the image formation pattern of the near-field which has the negative distortion according to the diameter of a spot.

[0041] Thus, it becomes possible to perform the still more desirable photocoagulation by forming the near-field image which has the negative distortion according to the diameter of a spot.

[0042] Although the operation gestalt explained above explained the example which all used the optical fiber 2, when leading the laser beam from a laser light source 10 to the laser radiation optical system 20 by a mirror etc., this invention can be similarly applied by inserting the homogenizer optical system replaced with an optical fiber 2 between a laser light source 10 and the laser radiation optical system 20.

[0043] Moreover, although semiconductor laser is used for a laser light source with the gestalt of this operation, it does not restrict to this, and it is applicable if it is the laser used for the photocoagulation therapy of eyegrounds, such as krypton laser.

[0044]

[Effect of the Invention] As explained above, according to this invention, in the image formation side (on a target) of a laser beam, the reinforcement of a laser beam serves as concave in the center section, and it can consider as distribution which has a peak on the outskirts. Consequently, the orientation to begin to be burned from a center section on a target is controlled, and a good coagulation condition can be acquired.

[Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] A laser therapeutic device equipped with light guide optical system which is characterized by providing the following and which carries out the light guide of the laser beam from a laser light source to patient eye eyegrounds Said light guide optical system is homogenizer optical system which carries out abbreviation equalization of the energy distribution of a laser beam. Distortion generating optical system which makes an outgoing radiation end-face image which it is arranged between relay optical system with a lens which relays an outgoing radiation end-face image of this homogenizer optical system on eyegrounds, and this relay optical system and said homogenizer optical system, and carries out image formation on eyegrounds generate negative distortion aberration

[Claim 2] Homogenizer optical system of claim 1 is a laser therapeutic device characterized by being the optical fiber which carries out the light guide of the laser beam from said laser light source.

[Claim 3] It has 2 short focal distance lens. the [by which said distortion generating optical system is arranged sequentially from said homogenizer optical-system side in a laser therapeutic device of claim 1] -- the [1 short focal distance lens and] -- the [said] -- a focal distance of 1 short focal distance lens -- the [F1 and / said] -- a time of setting a focal distance of 2 short focal distance lens to F2 -- the [said] -- the [from 1 short focal distance lens / said] -- a laser therapeutic device characterized by making distance of 2 short focal distance lens longer than F1+F2.

[Claim 4] a laser therapeutic device of claim 3 -- setting -- the [said] -- the [from 1 short focal distance lens / said] -- a laser therapeutic device characterized by setting up distance of 2 short focal distance lens so that a rate of negative distortion generating may serve as a value which carries out expected.

[Claim 5] a laser therapeutic device of claim 3 -- setting -- the [said] -- the [1 short focal distance lens and] -- between 2 short focal distance lenses -- the [said] -- the [1 short focal distance lens and] -- a laser therapeutic device characterized by what an optical-path-length adjustable means made adjustable has stationed the optical path length with 2 short focal distance lens for.

[Claim 6] A laser therapeutic device characterized by providing the following an optical-path-length adjustable means of claim 5 -- the [said] -- the [1 short focal distance lens and] -- a beam reflective member arranged out of an optical path between 2 short focal distance lenses the -- a beam reflected by said beam reflective member after bending a beam which passed 1 short focal distance lens -- again -- the -- a beam bending member led to 2 short focal distance lens, and this beam bending member -- the [said] -- the [1 short focal distance lens and] -- an insertion-and-detachment means to insert to an optical path between 2 short focal distance lenses

[Claim 7] It is the laser therapeutic device which is equipped with a variable power optical department which said relay optical system makes change an image formation scale factor on eyegrounds in a laser therapeutic device of claim 5, and is characterized by considering said optical-path-length adjustable means as a configuration which carries out adjustable [of the optical path length] according to modification of an image formation scale factor by said variable power optical department.

[Translation done.]

* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is drawing having shown the appearance of the laser therapeutic device used with the gestalt of this operation.

[Drawing 2] It is drawing having shown internal optical system.

[Drawing 3] It is drawing having shown the optical arrangement for generating negative distortion aberration.

[Drawing 4] It is drawing having shown the intensity distribution of the outgoing radiation side of a laser beam.

[Drawing 5] It is drawing having shown the optical system for changing the formation condition of negative distortion aberration according to the magnitude of the diameter of a spot of a laser beam.

[Description of Notations]

1 Main Part of Equipment

2 Optical Fiber

2a Outgoing radiation end face

4 Slit Lamp Delivery

4a Microscope section

5 Laser Radiation Section

6 Lighting Section

10 Laser Light Source

20 Exposure Optical System

21 Distortion Generating Optical System

22 the -- 1 Short Focal Distance Lens

23 1st Prism

24 2nd Prism

25 the -- 2 Short Focal Distance Lens

30 Relay Optical System

31 Relay Lens

32 Zoom Lens Group

[Translation done.]

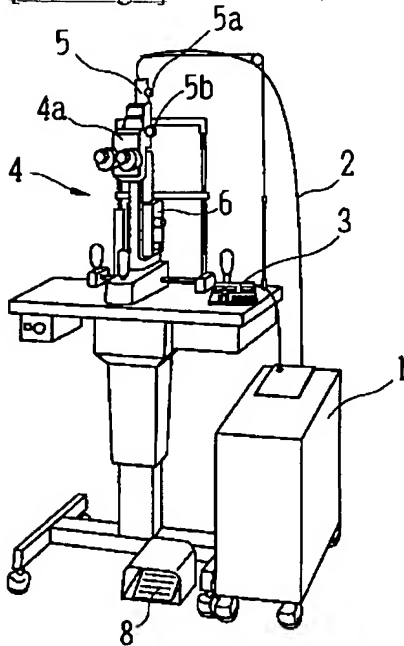
* NOTICES *

Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

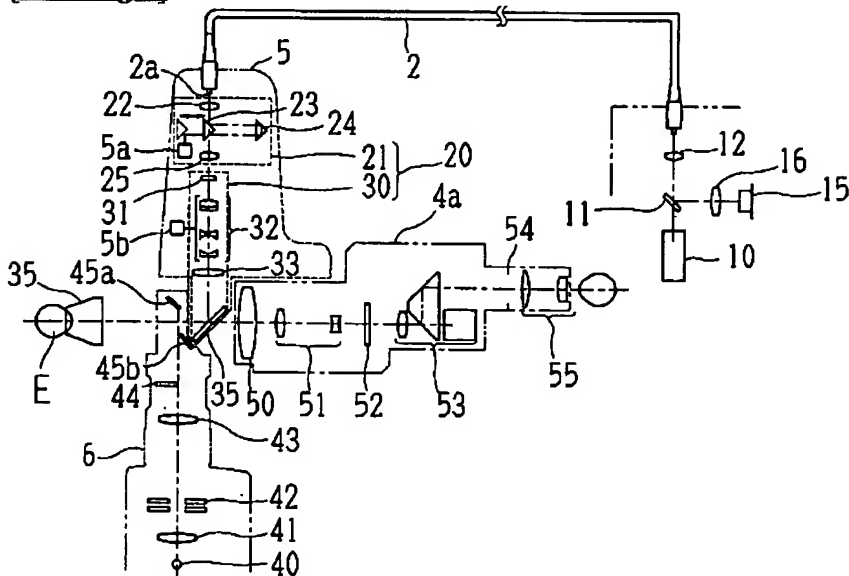
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

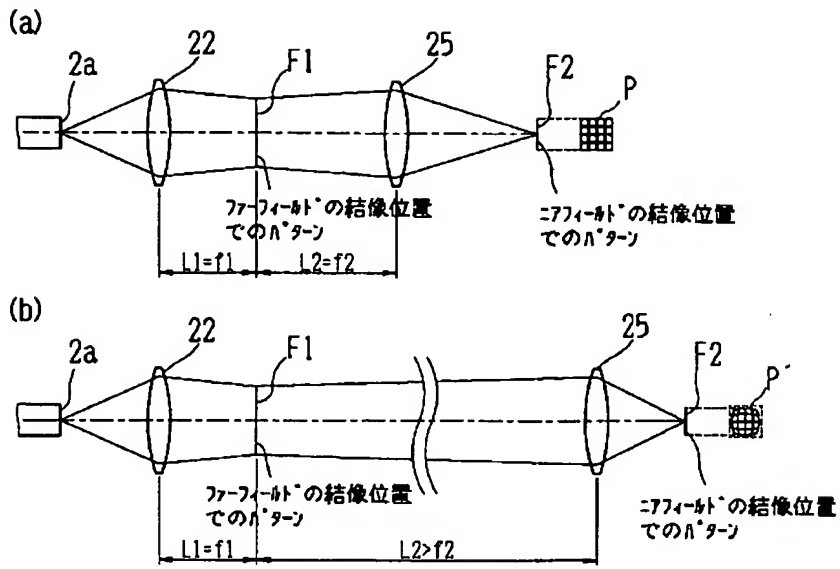
[Drawing 1]



[Drawing 2]

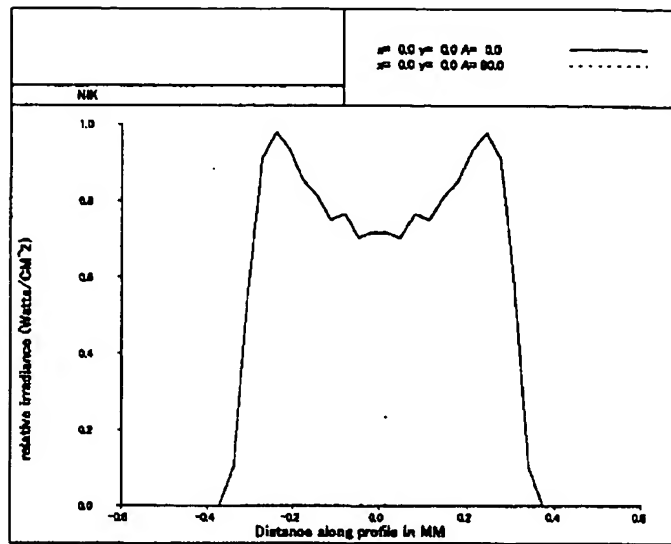


[Drawing 3]

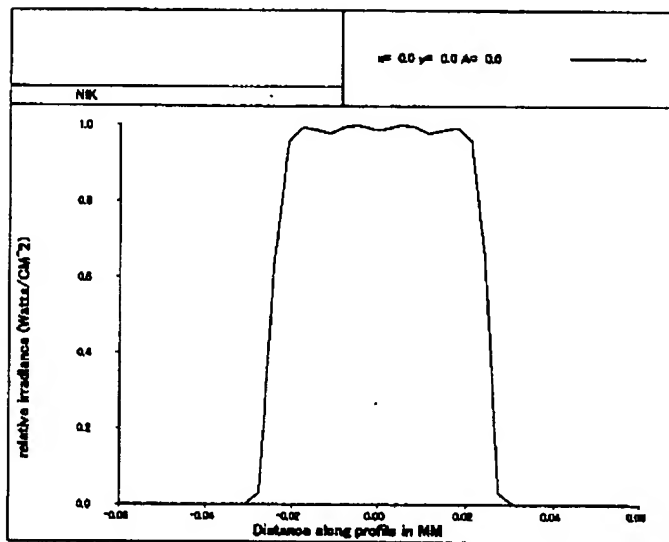


[Drawing 4]

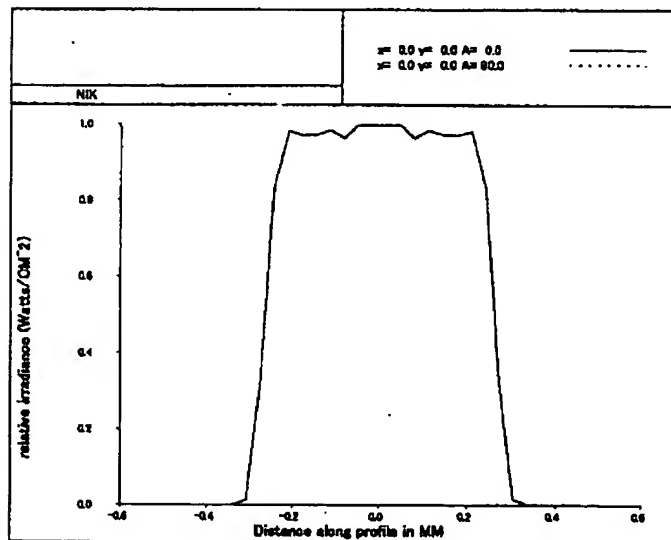
(a)



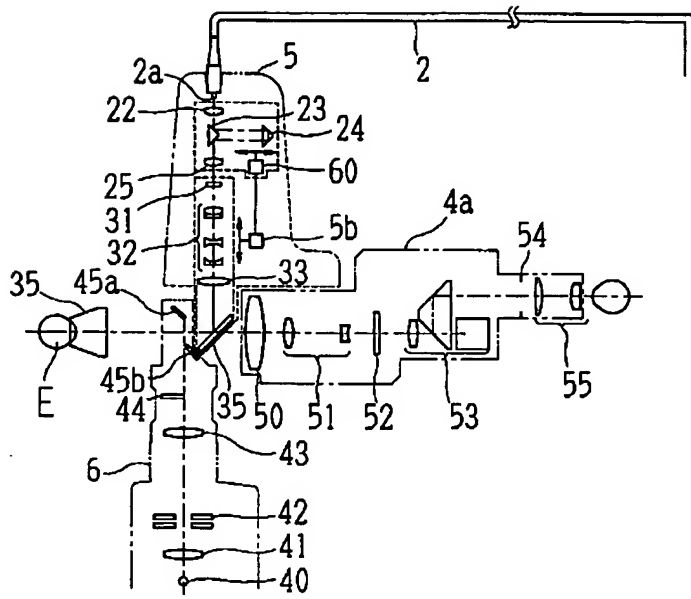
(b)



(c)



[Drawing 5]



[Translation done.]

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開 2002-165824

(P 2002-165824A)

(43) 公開日 平成14年6月11日(2002. 6. 11)

(51) Int. Cl. 7

識別記号

A 6 1 F 9/007

A 6 1 B 18/20

// B 2 3 K 26/06

F I

B 2 3 K 26/06

A 6 1 F 9/00

A 6 1 B 17/36

A 6 1 F 9/00

テーマコード(参考)

E 4C026

5 0 2 4E068

3 5 0

5 0 6

5 0 7

審査請求 未請求 請求項の数 7

O L

(全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2000-372935(P2000-372935)

(22) 出願日 平成12年12月4日(2000. 12. 4)

(71) 出願人 000135184

株式会社ニデック

愛知県蒲郡市栄町7番9号

(72) 発明者 川合 なほ

愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会

社ニデック 拾石工場内

F ターム(参考) 4C026 AA03 BB07 FF11 FF17 FF32

FF33 FF34 HH02 HH05

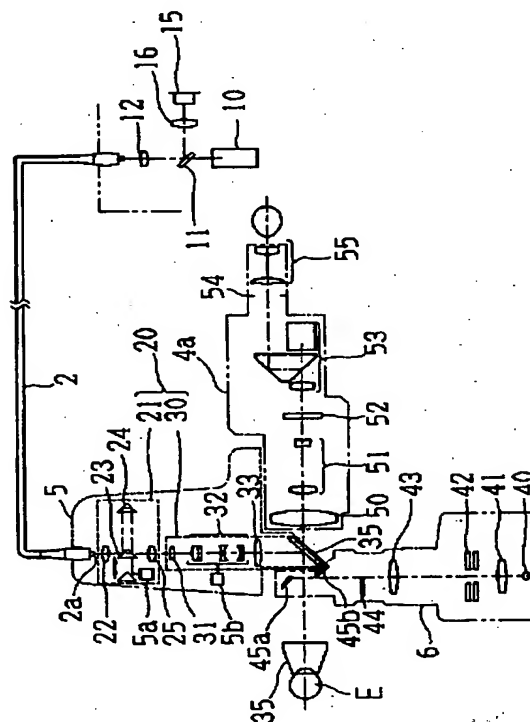
4E068 AA00 CA11 CD05 CE07 CE08

(54) 【発明の名称】 レーザ治療装置

(57) 【要約】

【課題】 患者眼眼底の凝固面においてより均一な凝固状態を得ることができるレーザ治療装置を提供する。

【解決手段】 レーザ光源からのレーザ光を患者眼眼底に導光する導光光学系を備えるレーザ治療装置において、導光光学系は、レーザ光のエネルギー分布を略均一化するホモジェナイザ光学系と、ホモジェナイザ光学系の出射端面像を眼底上にリレーするレンズを持つリレー光学系と、リレー光学系と前記ホモジェナイザ光学系との間に配置され、眼底上に結像する出射端面像に負の歪曲収差を発生させる歪曲発生光学系と、を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 レーザ光源からのレーザ光を患者眼底に導光する導光光学系を備えるレーザ治療装置において、前記導光光学系は、レーザ光のエネルギー分布を略均一化するホモジェナイザ光学系と、該ホモジェナイザ光学系の出射端面像を眼底上にリレーするレンズを持つリレー光学系と、該リレー光学系と前記ホモジェナイザ光学系との間に配置され、眼底上に結像する出射端面像に負の歪曲収差を発生させる歪曲発生光学系と、を備えることを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 2】 請求項 1 のホモジェナイザ光学系は、前記レーザ光源からのレーザ光を導光する光ファイバであることを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 3】 請求項 1 のレーザ治療装置において、前記歪曲発生光学系は前記ホモジェナイザ光学系側から順に配置される第 1 短焦点距離レンズと第 2 短焦点距離レンズを備え、前記第 1 短焦点距離レンズの焦点距離を F_1 、前記第 2 短焦点距離レンズの焦点距離を F_2 としたとき、前記第 1 短焦点距離レンズから前記第 2 短焦点距離レンズの距離を $F_1 + F_2$ より長くしたことを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 4】 請求項 3 のレーザ治療装置において、前記第 1 短焦点距離レンズから前記第 2 短焦点距離レンズの距離は、負の歪曲収差の割合が所期する値となるように設定されていることを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 5】 請求項 3 のレーザ治療装置において、前記第 1 短焦点距離レンズと第 2 短焦点距離レンズとの間には、前記第 1 短焦点距離レンズと第 2 短焦点距離レンズとの光路長を可変にする光路長可変手段が配置したことを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 6】 請求項 5 の光路長可変手段は、前記第 1 短焦点距離レンズと第 2 短焦点距離レンズの間の光路外に配置されたビーム反射部材と、第 1 短焦点距離レンズを通過したビームを折り曲げた後に前記ビーム反射部材で反射したビームを再び第 2 短焦点距離レンズへ導くビーム折り曲げ部材と、該ビーム折り曲げ部材を前記第 1 短焦点距離レンズと第 2 短焦点距離レンズの間の光路に挿脱する挿脱手段と、を備えることを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 7】 請求項 5 のレーザ治療装置において、前記リレー光学系は眼底上での結像倍率を変更させる変倍光学部を備え、前記光路長可変手段は前記変倍光学部による結像倍率の変更に応じて光路長を可変する構成としたことを特徴とするレーザ治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、レーザ光を患部に照射し、光凝固を行うことにより治療を行うレーザ治療装置に関する。

【0002】

【従来技術】 光凝固を行うレーザ治療装置には、レーザ光源からのレーザ光を導光する光ファイバの出射端面像を眼底上の照射面（ターゲット）で結像させずにレーザ照射するデフォーカスタイプと、ターゲット上で出射端面像を結像させるパーフォーカルタイプがある。パーフォーカルタイプは、光ファイバの出射端面の強度分布が均一な場合、照射面の強度分布も均一になるので中央での強度分布が強いデフォーカスタイプより良いとされている。

10 【0003】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、パーフォーカルタイプは、照射面での強度分布が均一であっても組織反応は均一ではなく、熱が中央部に集中して中央部から焼けはじめる傾向があるため、均一な凝固斑にならないという問題があった。これは、特にレーザ照射のスポット径を大きくした場合に顕著に現れる。

【0004】 本発明は、上記従来技術の問題に鑑み、凝固面においてより均一な凝固状態（凝固斑）を得ることが出来るレーザ治療装置を提供することを技術課題とする。

20 【0005】

【課題を解決するための手段】 上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【0006】 (1) レーザ光源からのレーザ光を患者眼底に導光する導光光学系を備えるレーザ治療装置において、前記導光光学系は、レーザ光のエネルギー分布を略均一化するホモジェナイザ光学系と、該ホモジェナイザ光学系の出射端面像を眼底上にリレーするレンズを持つリレー光学系と、該リレー光学系と前記ホモジェナイザ光学系との間に配置され、眼底上に結像する出射端面像に負の歪曲収差を発生させる歪曲発生光学系と、を備えることを特徴とする。

30

【0007】 (2) (1) のホモジェナイザ光学系は、前記レーザ光源からのレーザ光を導光する光ファイバであることを特徴とする。

【0008】 (3) (1) のレーザ治療装置において、前記歪曲発生光学系は前記ホモジェナイザ光学系側から順に配置される第 1 短焦点距離レンズと第 2 短焦点距離レンズを備え、前記第 1 短焦点距離レンズの焦点距離を F_1 、前記第 2 短焦点距離レンズの焦点距離を F_2 としたとき、前記第 1 短焦点距離レンズから前記第 2 短焦点距離レンズの距離を $F_1 + F_2$ より長くしたことを特徴とする。

【0009】 (4) (3) のレーザ治療装置において、前記第 1 短焦点距離レンズから前記第 2 短焦点距離レンズの距離は、負の歪曲収差の割合が所期する値となるように設定されていることを特徴とする。

【0010】 (5) (3) のレーザ治療装置において、前記第 1 短焦点距離レンズと第 2 短焦点距離レンズ

50

との間には、前記第1短焦点距離レンズと第2短焦点距離レンズとの光路長を可変にする光路長可変手段が配置したことを特徴とする。

【0011】(6) (5)の光路長可変手段は、前記第1短焦点距離レンズと第2短焦点距離レンズの間の光路外に配置されたビーム反射部材と、第1短焦点距離レンズを通過したビームを折り曲げた後に前記ビーム反射部材で反射したビームを再び第2短焦点距離レンズへ導くビーム折り曲げ部材と、該ビーム折り曲げ部材を前記第1短焦点距離レンズと第2短焦点距離レンズの間の光路に挿脱する挿脱手段と、を備えることを特徴とする。

【0012】(7) (5)のレーザ治療装置において、前記リレー光学系は眼底上での結像倍率を変更させる変倍光学部を備え、前記光路長可変手段は前記変倍光学部による結像倍率の変更に応じて光路長を可変する構成としたことを特徴とする。

【0013】

【発明の実施の形態】本発明の実施の形態を図面に基いて説明する。図1は患者眼の光凝固を行うレーザ治療装置の外観図を示した図である。

【0014】1は装置本体であり、光凝固に使用する治療用のレーザ光源やエイミング光に使用する光源、エイミング光及び治療用レーザ光を光ファイバ2に入射させる光学系が収納されている。

【0015】3はレーザ出力や照射時間等のレーザ照射条件や装置の必要な設定を行うコントロール部である。4は患者眼を観察しながらレーザ光を患者眼の患部に照射するスリットランプデリバリであり、光ファイバ2に導光されたレーザ光を照射するレーザ照射部5、患者眼をスリット照明する照明部6、双眼の顕微鏡部4aを備える。7はレーザ照射のトリガ信号を送出するフットスイッチである。

【0016】レーザ照射部5には内部に設置されている第1プリズム23(図2参照)を光路上から挿脱させるための挿脱ツマミ5aと、患者眼眼底上に結像するレーザ光のスポット像(光ファイバの射出端面像)の径を変えるためのスポット径調節ツマミ5bが設けられている。スポット径調節ツマミ5bを使用することにより、レーザ光のスポット径を50 μ mから500 μ mまで変えることができる。

【0017】図2は本装置の光学系を説明する図である。レーザ光源10からのレーザ光は集光レンズ12によりファイバ2の入射端面に集光され、ファイバ2内に入射する。集光レンズ12とレーザ光源10の間にはダイクロイックミラー11が配置され、エイミング用の光源15から出射された可視のレーザ光はコリメータレンズ16を介した後、ダイクロイックミラー11によりレーザ光源10からのレーザ光と同軸にされる。本形態で使用する治療用のレーザ光源10は、1064nmの基本波を発振するNd:YAGレーザから、その2倍波(53

2nm 直線偏光)である緑色光を得るものを使用している。またエイミング用の光源15には630nmの赤色光を発する半導体レーザを使用している。

【0018】光ファイバ2によりレーザ光源10からのレーザ光はレーザ照射部5に導かれる。光ファイバ2の射出端面2aから射出されるレーザ光のエネルギー分布は、光ファイバ2を使用することで略均一化される。レーザ照射部5内部には光ファイバ2から射出されるレーザ光をターゲット(患者眼Eの眼底等)へ導光するための照射光学系20を備える。照射光学系20は光ファイバ2の射出端面の結像位置で負の歪曲を発生させる歪曲発生光学系21と、歪曲発生光学系21又は光ファイバ2からのレーザ光をターゲットへ伝搬するリレー光学系30にて構成されている。

【0019】歪曲発生光学系21は、第1短焦点距離レンズ22、第1プリズム23、第2プリズム24、第2短焦点距離レンズ25を備える。第1プリズム23はラック&ピニオンの機構により、挿脱ツマミ5aを所定量回すことで矢印方向に移動して光路に挿脱される機構になっている。第1プリズム23が光路に挿入されているとき、円形の端面を持つ光ファイバ2の射出端面2aから射出したレーザ光は、第1短焦点距離レンズ22を通過すると、第1プリズム23によってその光路が曲げられ、第2プリズム24にて折り返された後、第1プリズム23へ向かう。そのレーザ光は第1プリズム23で再びその光路を曲げられ、第2短焦点距離レンズ25を通過する。

【0020】本実施の形態では、このように第1プリズム23、第2プリズム24を使用することにより、省スペースで第1短焦点距離レンズ22、第2短焦点距離レンズ25間の光路長を確保できるようにしているが、これに限るものではなく、反射ミラー等を複数枚使用して必要な光路長が得られるようにすることもできる。

【0021】リレー光学系30は、リレーレンズ31、ズームレンズ群32、対物レンズ33、レーザ光の射出方向を変えるための可動ミラー34を備え、ズームレンズ群32はスポット径調節ツマミ5bを使用することにより、光軸方向に移動し、レーザ光の結像倍率を変える。患者眼Eの眼底にはコンタクトレンズ35を介してレーザ光が照射される。

【0022】照明部6には照明光源40が配置され、照明光源40からの照明光はコンデンサーレンズ41、スリット42、投影レンズ43を介した後、分割ミラー45a、45bで反射されて患者眼Eを照明する。44は分割ミラーで反射される照明光の光路長を補正する補正レンズである。また、双眼の顕微鏡部4aは対物レンズ50、変倍光学系51、保護フィルター52、正立プリズム群53、視野絞り54、接眼レンズ55を備える。

【0023】次に、歪曲発生光学系21による負の歪曲発生について、図3を使用して説明する。なお、図3で

は、説明の便宜上、プリズム 23、24 を使用せず直線にて示し、ファイバの出射端面 2a を矩形形状とした。

【0024】図 3 (a)、(b) に示すように、出射端面 2a から出射されるレーザ光のファーストフィールドパターンの結像位置（無限遠から第 1 短焦点距離レンズ 22 を通過したときの集光位置）が第 1 短焦点距離レンズ 22 によりその焦点距離 f_1 の位置 F1 に作られる。そして出射端面 2a のニアフィールドの結像位置でのパターンは第 2 短焦点距離レンズ 25 の結像位置 F2 に作られる。第 1 短焦点距離レンズ 22 から F1 までの距離を L1、F1 から第 2 短焦点距離レンズ 25 までの距離を L2 とする。

【0025】ここで、図 3 (a) のように第 1 短焦点距離レンズ 22 から第 2 短焦点距離レンズ 25 までの距離が短く、第 1 短焦点距離レンズ 22 の焦点距離 f_1 と第 2 短焦点距離レンズ 25 の焦点距離 f_2 の和に等しいときは（すなわち $L1 + L2 = f_1 + f_2$ のときは）、結像位置 F2 に作られる像のパターンには負の歪曲は発生せず、結像状態は出射端面 2a の形状 P となる。

【0026】一方、図 3 (b) のように、位置 F1 から第 2 短焦点距離レンズ 25 までの距離 L2 を焦点距離 f_2 より長くすると（すなわち $L1 + L2 > f_1 + f_2$ にすると）、第 2 短焦点距離レンズ 25 による結像位置 F2 に作られる像のパターンには形状 P' のような負の歪曲が発生する。

【0027】歪曲収差はもとも像全体の形を歪ませる欠陥であり、負の歪曲の場合、実際の像高が理想像高よりも小さくなる。このため、負の歪曲が生じた結像位置 F2 でのニアフィールド像（パターン）のエネルギー強度分布は、中央部で凹となり周辺でピークがあるような分布になる。本発明では、この歪曲収差の特性を利用し、負の歪曲が生じたニアフィールド像を眼組織のターゲット上に結像させる。これにより、中央部への熱の集中を抑え、照射面全域において均一な凝固作用を得ることが可能となる。

【0028】なお、結像位置 F1 から第 2 短焦点距離レンズ 25 までの距離 L2 は、ターゲット上において均一な凝固作用が得られるように、負の歪曲の発生割合に応じて設定される。本形態では第 1 短焦点距離レンズ 22 と第 2 短焦点距離レンズ 25 の焦点距離を同じにし、スポット径を $500 \mu\text{m}$ としたときにターゲット面で発生する負の歪曲の発生割合が 10% 程度となるように、第 1 プリズム 23、第 2 プリズム 24 を使用することで光路長を十分に長く伸ばすようにしている。また、負の歪曲を発生させると、ターゲット上においては像の周辺がぼけるが、負の歪曲の発生割合を 10% 程度にすることにより、凝固斑の大きさをほぼスポット径の設定どおりの大きさにできる。

【0029】次に、以上のような構成を備える装置において、その動作を説明する。

【0030】術者は照明部 6 からの照明光によって照らされた眼底を、顕微鏡部 4a を通して観察する。術者は眼底に照射されるエイミング光を観察しながら、スポット径調節ツマミ 5b を使用して、所望するスポット径を設定する。ここでスポット径を比較的大きなサイズ（ $200 \sim 500 \mu\text{m}$ ）にして光凝固を行うときは、第 1 プリズム 23 を光路に挿入したままとしておく。また、術者はレーザ光照射条件を決定させるため、コントロール部 3 の各種スイッチにて照射時間、出力、照射間隔時間等を設定する。これら設定条件は患者の患部の状態等により、術者の経験に基づいて決定される。

【0031】次に、術者側に設けられたジョイスティック及び図示無きマニピュレータを操作して患部への位置合わせを行う。術者はエイミング光が眼底上で一番小さくなるように、すなわちパーフォーカルとなるニアフィールドパターンの結像位置に合わせた後、フットスイッチ 7 を使用してレーザ照射を行う。レーザ光源 10 からのレーザ光は光ファイバ 2 によりレーザ照射部 5 に導かれ、歪曲発生光学系 21 によってターゲット面で負の歪曲がもたらされ、歪曲発生光学系 21 を経たレーザ光はリレー光学系 30 によりターゲット面患者眼眼底まで導光される。

【0032】図 4 (a) は、第 1 プリズム 23 を光路内に挿入させて負の歪曲を発生させたときの、ターゲット上でのエネルギー強度分布を計算したものである。ここでは第 1 単焦点距離レンズから第 2 単焦点距離レンズまでの光路間の距離を 200 mm 、レーザ光のスポット径を $500 \mu\text{m}$ としている。また、横軸はスポット径の大きさを、縦軸はエネルギーの強度を示している。

【0033】図示するように、負の歪曲を発生させてレーザ光の照射を行った場合には、照射面の中央部の強度が低く、周囲の強度が高い状態となっている。このため、眼底上にレーザ光照射をする光凝固においては、中央部に熱が集まり難く、中央部から焼けはじめる等の傾向を抑えて、均一な焼け具合の凝固面が形成しやすくなる。

【0034】また、従来通りターゲット上でのエネルギー強度を略均一にしてレーザ照射をする場合には、挿脱ツマミ 5a を使用して第 1 プリズム 23 を光路から外しておき、第 1 短焦点距離レンズ 22、第 2 短焦点距離レンズ 25 間の光路長を負の歪曲が発生しない光路長とした状態にてレーザ光を出射させる。例えば、緑内障治療時に小さなスポット径を用いて虹彩等に孔を開けて治療を施す場合には、従来通りエネルギー強度を略均一にしてレーザ照射をする。

【0035】図 4 (b) は第 1 プリズム 23 を光路から外したときの、レーザ光の出射面上の強度分布を示したものである（スポット径は $50 \mu\text{m}$ とした）。この図に示すように強度分布が均一な状態となるため、レーザ光を均一に集光させることができ、効率よく虹彩に孔を開

けることができる。

【0036】また、スポット径が大きい場合であっても、挿脱ツマミ 5a を使用して第 1 プリズム 23 を光路から外すことにより、図 4 (c) に示すように、出射面の強度が均一なレーザ光を得ることもできる (スポット径は 500 μm)。

【0037】以上の実施の形態では、スポット径が 200 ~ 500 μm のときに負の歪曲を発生させ、スポット径が 200 μm 未満ときに負の歪曲を発生しないようにしたが、これに限るものではなく、スポット径が 200 μm 未満でも負の歪曲を発生させてもよい。また、スポット径の大きさに応じて負の歪曲の形成状態を変化させることもできる。

【0038】図 5 はスポット径の大きさに応じて負の歪曲の形成状態を変化させるための光学系の概略を示した図である。図中で示す前述した実施の形態と同符号のものは同機能を有する。

【0039】図に示すように、スポット径調節ツマミ 5b を使用してズームレンズ群 13 によるレーザ光のスポット径の大きさを变化させたとき、このズームレンズ群 13 の変化量に応じて第 2 プリズム 24 が矢印方向に移動するような機構としておく。例えば、スポット径調節ツマミ 5b の操作信号はモータ等から構成される移動機構 60 に入力され、その操作信号の出力に応じて移動機構 60 が第 2 プリズム 24 を移動させる。第 2 プリズム 24 の移動位置は設定されるスポット径に応じ予め決定されている。第 2 プリズム 24 の移動はラック & ピニオンにてスポット径調節ツマミ 5b の操作に応じて機械的に行う構成でも良い。

【0040】このような機構とすることにより、スポット径調節ツマミ 5b を使用することで、レーザ光のスポット径が変化し、このスポット径の変化量に応じてプリズム第 2 プリズム 24 が移動するため、第 1 短焦点距離レンズ 22、第 2 短焦点距離レンズ 25 間の光路長が変化する。その結果、スポット径に応じた負の歪曲を有するニアフィールドの結像パターンを形成することが可能となる。

【0041】このように、スポット径に応じた負の歪曲を有するニアフィールド像を形成することにより、さらに好ましい光凝固を行うことが可能となる。

【0042】以上説明した実施形態では、何れも光ファイバ 2 を用いた例を説明したが、ミラー等でレーザ照射光学系 20 にレーザ光源 10 からのレーザ光を導く場合

は、レーザ光源 10 とレーザ照射光学系 20 の間に光ファイバ 2 に代わるホモジェナイザ光学系を挿入することにより、本発明を同様に適用できる。

【0043】また、本実施の形態ではレーザ光源に半導体レーザを使用しているが、これに限るものではなく、クリプトンレーザ等の眼底の光凝固治療に使用するレーザであれば適用することができる。

【0044】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、レーザ光の結像面 (ターゲット上) においてレーザ光の強度が中央部で凹となり、周辺でピークがあるような分布とすることができる。その結果、ターゲット上にて中央部から焼け始めるといった傾向が抑制され、良好な凝固状態を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本実施の形態で使用するレーザ治療装置の外観を示した図である。

【図 2】内部の光学系を示した図である。

【図 3】負の歪曲収差を発生させるための光学配置を示した図である。

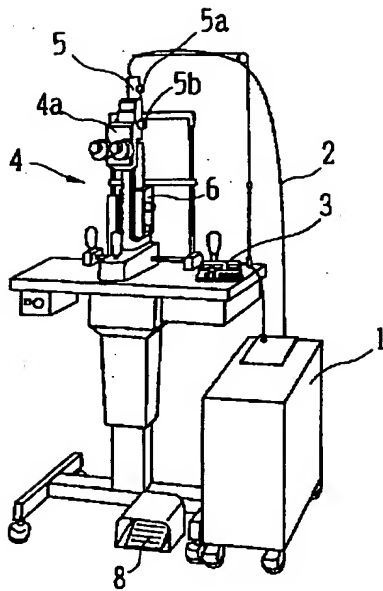
【図 4】レーザ光の出射面の強度分布を示した図である。

【図 5】レーザ光のスポット径の大きさに応じて負の歪曲収差の形成状態を変化させるための光学系を示した図である。

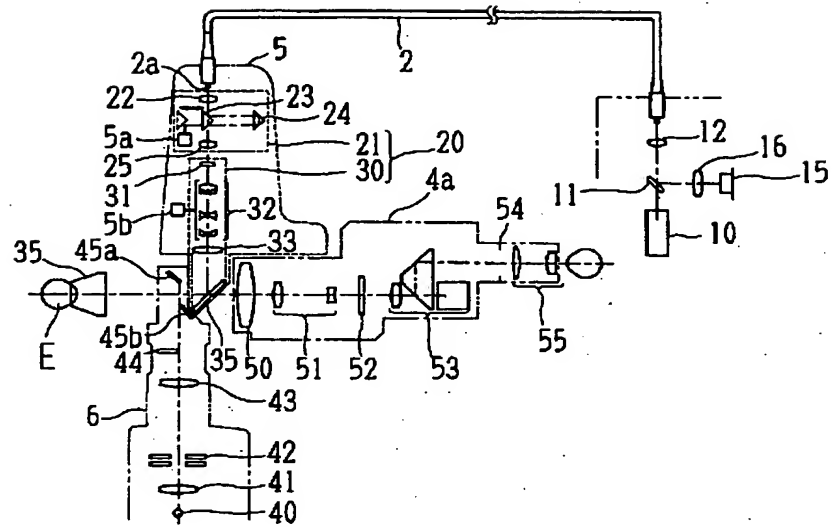
【符号の説明】

- 1 装置本体
- 2 光ファイバ
- 2a 出射端面
- 4 スリットランプデリバリ
- 4a 顕微鏡部
- 5 レーザ照射部
- 6 照明部
- 10 レーザ光源
- 20 照射光学系
- 21 歪曲発生光学系
- 22 第 1 短焦点距離レンズ
- 23 第 1 プリズム
- 24 第 2 プリズム
- 25 第 2 短焦点距離レンズ
- 30 リレー光学系
- 31 リレーレンズ
- 32 ズームレンズ群

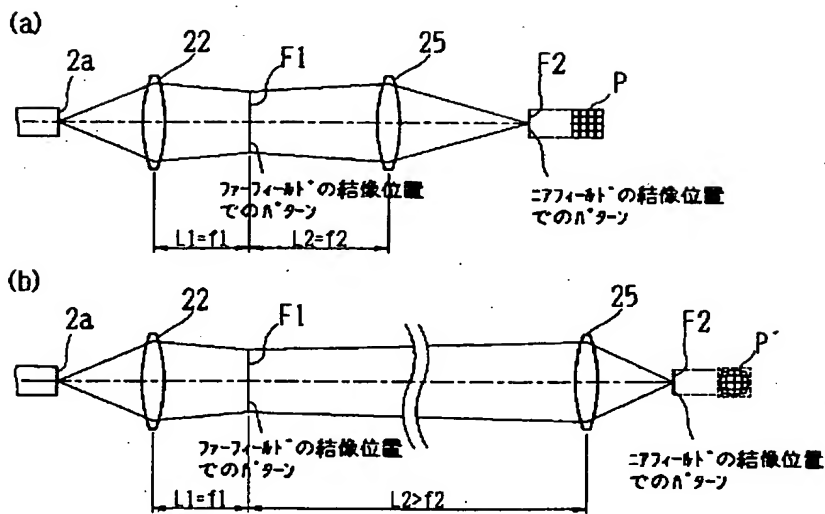
【図1】



【図2】

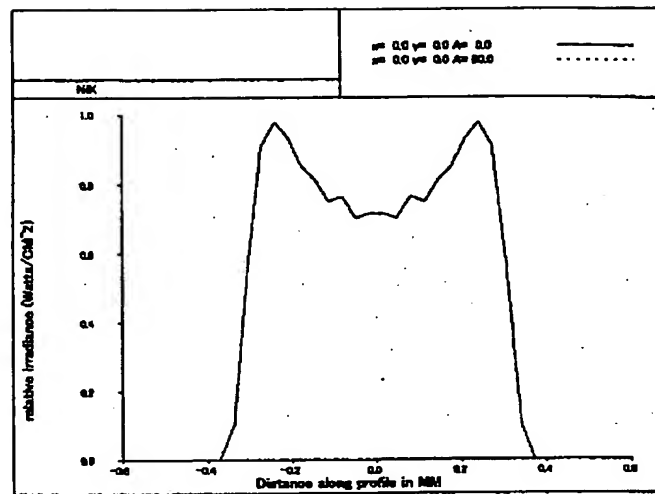


【図3】

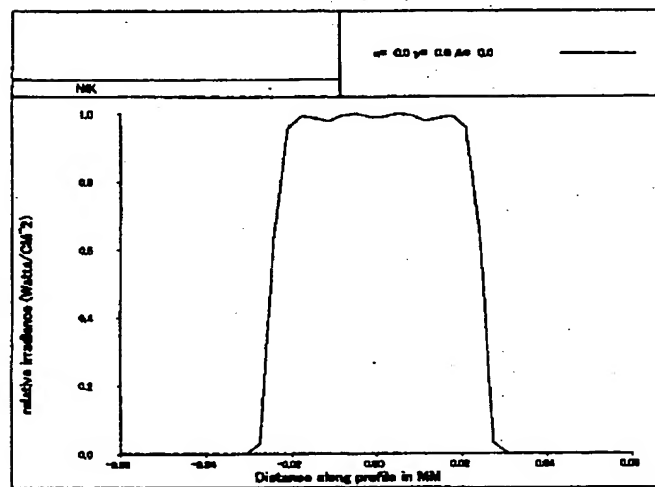


【図4】

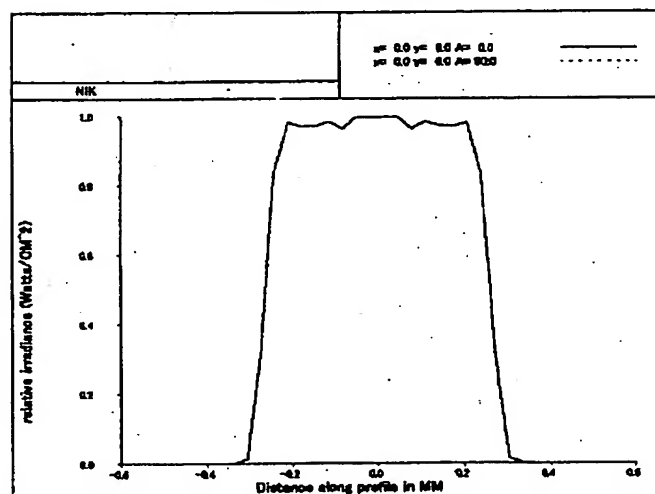
(a)



(b)



(c)



【図 5】

